

Japanese Unexamined Patent Publication No. 4-12736

Publication Date : January 17, 1992
Application No. : 2-116533
Filing Date : May 2, 1990
Inventor : Yutaka YAMASHITA et al.
Applicant : Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha

Specification**1. Title of the Invention A BIOMETER****2. Claims**

(1) In a biometer for measuring a variation of metabolism such as oxygen consumption in a living body based on intensity of light which is incident on the living body from a light source and is reflected therefrom characterized in that:

at least two different metering points are provided to meter reflected light from the living body, respective distances to the metering points from the light source being different, and

a computation device is provided to compute a variation in an exponent part of intensities of the reflected light at the metering points on the assumption that reflected light intensity attenuates as an exponential function of a distance from a light incident point on the living body.

(2) The biometer according to claim 1, wherein the distance to the metering point from the light source is so set as to express the attenuation as an exponential function of the distance.

(3) The biometer according to claim 1 or 2, wherein the light incident point on the living body and the plurality of metering points are arrayed on the same imaginary straight line.

(4) The biometer according to claim 1, 2, or 3, wherein the light source and the plurality of metering points are arranged in a window frame formed on the same plane as a frame body of the biometer.

(5) The biometer according to claim 4, wherein the frame body is detachably

mountable on the living body by an attachment.

(6) The biometer according to any one of claims 1 to 5, wherein the light source is constructed in such a manner that light components in spectra of two or more different wavelengths are selectively emitted from the light source and are allowed to be incident on one point on the living body.

(7) The biometer according to claim 6, wherein the light source is constructed to emit the light component in a spectrum of wavelength ranging from 600 to 1300 nm.

(8) The biometer according to claim 7, wherein the wavelength of the light component emitted from the light source lies in a certain range having a wavelength of 805nm as a median.

3. Detailed Description of the Invention

[Field of Industrial Application]

This invention relates to a biometer for detecting metabolism of a living body such as oxygen consumption in the living body based on intensity of light which is incident on the living body and is reflected therefrom.

[Prior Art]

Oxygen is supplied to each part of a living body by way of hemoglobin existing in blood of the living body. Light absorption characteristics are different between two types of hemoglobin; one with oxygen is referred to as "oxidation-type hemoglobin" (HbO_2), and the other without oxygen is referred to as "reduction-type hemoglobin" (Hb). There has been known a biometer for monitoring metabolism of a living body such as oxygen consumption in the living body by monitoring change of the amount of Hb and HbO_2 existing in each tissue of the living body using the difference in light absorption characteristics.

Conventionally, the above biometer of reflective type has been classified into two groups: first type is a reflective oximeter of allowing light to be incident upon the surface of a tissue of a living body; and second type is a reflective oximeter in which a probe is inserted in a blood vessel of a living body to allow light to be incident upon the inner side of the blood vessel.

[Problems to be Solved by the Invention]

The former type of reflective oximeter for irradiating light onto the

surface of a tissue of a living body is constructed in such a manner that five different kinds of light components each having a different wavelength are incident on one point on the surface of the living body and a relative reflective light intensity is compared with experimental data obtained empirically to calculate hematocrit and SO_2 (oxygen saturation level in blood). This kind of biometer is liable to be complex in structure and large in size, and to cause a measurement error due to displacement of the measured site and a contact state of a light source and detector with the measured site.

Further, there should be taken into consideration a measurement error due to difference of the measured sites and a measurement error due to difference in living body such as skin color tone.

The second type of reflective oximeter in which a probe is inserted into a blood vessel involves an invasion to the living body. Further, what is obtained from this biometer is not information about the tissue of the living body but information about a state of veins and arteries of the living body. Accordingly, this biometer is unable to provide data concerning oxygen consumption of a living body during exercise and local oxygen consumption data.

In view of the above problems residing in the prior art, a living body of this invention is to provide a light-weighted, compact, portable biometer that enables to suppress a measurement error due to displacement of a measured site, or a measurement error due to contact state of a light source and detector with the measured site, a measurement error due to difference of site for measurement and skin color tone, and to reliably obtain oxygen consumption data of a living body during exercise as well as local oxygen consumption data.
[Means for Solving the Problems]

To accomplish the above objects, this invention is directed to a biometer for measuring a variation of metabolism of a living body such as oxygen consumption in a living body based on intensity of light which is incident on the living body from a light source and is reflected therefrom. In the biometer, at least two different metering points are provided to meter reflected light from the living body, respective distances to the metering points from the light source being different, and a computation device is provided to compute a variation in an exponent part of intensities of the reflected light at the metering points on the assumption that reflected light intensity attenuates as an exponential function of a distance from a light incident point on the living body.

Preferably, the above objects are accomplished by setting the distance

to the metering point from the light source in such a manner that the attenuation is expressed as an exponential function of the distance.

More preferably, the above objects are accomplished by arranging the light incident point on the living body and the plurality of metering points on the same imaginary straight line.

It is preferable to arrange the light source and the plurality of metering points in a window frame formed on the same plane as a frame body of the biometer to accomplish the above objects.

It is more preferable to detachably mount the frame body on the living body by an attachment to accomplish the above objects.

It is furthermore preferable to construct the light source in such a manner that the light source selectively emits light components in spectra of two or more different wavelengths and that the light components are allowed to be incident on one point on the living body in order to accomplish the above objects.

Preferably, the light source is constructed to emit the light component in a spectrum of wavelength ranging from 600 to 1300 nm to accomplish the above objects.

More preferably, the wavelength of the light component emitted from the light source lies in a certain range having a wavelength of 805nm as a median to accomplish the above objects.

[Operation]

In this invention, at least two different metering points are provided to meter reflected light from the living body with the distances to the metering points from the light source being different. The variation in the exponent part of the reflected light intensities at the metering points is computed based on the assumption that the reflected light intensities attenuate as an exponential function of the distance from the light incident point on the living body. With this arrangement, a measurement error due to displacement of the measured site as well as a measurement error due to contact state of the light source and detector with the measured site can be suppressed. Further, at least two light components in spectra of different wavelengths are selectively incident on the living body for measurement. This arrangement can prevent a measurement error due to difference in living body, e.g., due to difference in skin color tone. Since two metering points as a minimum number are provided, the biometer is simple in construction and small in size.

[Embodiment]

An embodiment of this invention is described in detail hereinafter.

A biometer 10 according to this invention comprises, as shown in Fig. 1, a frame body 12 in which essential parts are housed and a band member 16 which is adapted to mount the frame body 12 on a living body, for example, an arm 14 of a human being.

A side of the frame body 12 facing the arm 14 is formed with recesses 18A, 18B, and 18C independent from one another. A light source unit 20, a first light receiving section 22, and a second light receiving section 24 are respectively provided in the recesses 18A, 18B, and 18C.

The light source unit 20 includes two light emitting diodes 20A, 20B each emitting light spectrum of different wavelength, and a ball-shaped lens 20C disposed on a light emitting surface of the light emitting diodes 20A, 20B.

As shown in Fig. 3, the first light receiving section 22 (second light receiving section 24) includes a photodiode 22A (24A) which converts received light into an electric component and an amplifier 22B (24B) for amplifying the output voltage.

The recesses 18A to 18C are covered with a transparent resin shield 26. The resin shield 26 has an outer surface 26A which constitutes an outer surface of the frame member 12. The outer surface 26A constitutes a window through which the biometer is rendered accessible to the surface of the living body.

Further, the frame body 12 is built-in, in a packet form of IC, with a microcomputer 28, a driver 30 which is controlled by the microcomputer 28 to intermittently turn on and off the light emitting diodes 20A, 20B of the light source unit 20, A/D converters 32A, 32B which respectively analog-to-digital-convert output signals of the amplifiers 22B, 24B to transmit the converted digital signals to the microcomputer 28, and a telemeter 34 which outputs a computation result by the microcomputer 28.

Further, a liquid crystal display 36 is provided on a front side of the frame body 12 opposite to the side where the recesses 18A to 18C are formed to display a computation result by the microcomputer 28 thereon.

The light source unit 20, the first light receiving section 22, and the second light receiving section 24 are, as shown in Fig. 4, located on the same plane including an imaginary straight line 38.

An adhesive tape 40 is attached around the perimeter of the recesses 18A to 18C on the frame body 12 so that the side of the frame body 12 where

the light source unit and the light receiving sections are formed is rendered into adhesive state with the surface of the living body.

Reference numeral 42 in Fig. 4 denotes a remote controllable display device including a receiver 42A which receives an output signal from the telemeter 34 and a display device 42B which displays the contents of the received signal.

In this embodiment, the light emitting diodes 20A and 20B constituting the light source unit 20 are selectively driven to emit light in spectra of wavelengths of 677 nm and 830 nm, respectively.

A linear distance a from the light source unit 20 to the first light receiving section 22 is set at 3mm or greater.

The microcomputer 28, which is described in detail later, is constructed in such a manner that the light emitting diodes 20A, 20B are alternately turned on via the driver 30 to compute a variation in an exponent part of light intensities received by the first and second light receiving sections 22, 24 based on the assumption that the light intensities attenuate as an exponential function of a distance from a light incident point, namely, from the light source unit 20.

Next, an operation of the biometer having the above construction is described.

As shown in Fig. 5, let it be assumed that the living body is irradiated at one incident point with two light components in different spectra of wavelengths from the light emitting diodes 20A, 20B with incident light amounts I_0 , J_0 , reflected with light amounts I_a , J_a which are received by the first light receiving section 22 at a distance a from the light source unit 20, and reflected with light amounts I_b , J_b which are received by the second light receiving section 24 at a distance b from the light source 20 ($a < b$), and a' , b' respectively represent substantial lengths of optical paths corresponding to the distances a , b .

Then, let it be assumed that the reflected light amount attenuates as an exponential function of a distance in accordance with Lambert-Beer law.

The light component 1 of a wavelength emitted from the light emitting diode 20A is expressed as:

$$I_a = I_0 \exp(-\alpha a' - B) \quad \dots (1A)$$

$$I_b = I_0 \exp(-\alpha b' - B) \quad \dots (1B)$$

The light component 2 of a wavelength emitted from the light emitting diode 20B is expressed as:

$$J_a = J_0 \exp(-\beta a' - B) \quad \dots (2A)$$

$$J_b = J_0 \exp (-\beta b' - B') \quad \dots (2B)$$

wherein B, B' respectively represent light absorption components other than Hb and HbO₂, and α 、 β respectively represent light absorption characteristics by Hb, HbO₂.

Then, α 、 β are respectively expressed as:

$$\begin{aligned} \alpha &= \varepsilon_{Hb} I C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2} I C_{HbO_2} \\ \beta &= \varepsilon_{Hb} J C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2} J C_{HbO_2} \end{aligned}$$

wherein C_{HbO_2} , C_H are respectively concentrations of Hb, HbO₂ in a tissue, $\varepsilon_{Hb} I$, $\varepsilon_{HbO_2} I$ are respectively light absorptions of Hb, HbO₂ with respect to the light component 1, and $\varepsilon_{Hb} J$ and $\varepsilon_{HbO_2} J$ are respectively light absorptions of Hb, HbO₂ with respect to the light component 2.

The following relation is obtained with respect to the light component 1 from formulas (1A), (1B):

$$\begin{aligned} \log (I_a/I_0) &= -\alpha a' - B \\ \log (I_b/I_0) &= -\alpha b' - B' \end{aligned}$$

Calculating the above expressions obtains the following:

$$\begin{aligned} \log (I_a/I_b) \\ = \alpha (b' - a') + (B' - B) \end{aligned}$$

Assuming that the reflected light amount attenuates in terms of $\log (I_a/I_b) = I_{ab}$, following formula (3) is obtained:

$$I_{ab} = \alpha (b' - a') + (B - B') \quad \dots (3)$$

Comparing the calculation result of formula (3) with a previously obtained calculation result is expressed as:

$$\begin{aligned} I_{ab} (N-1) &= \alpha (N-1) \cdot (b' - a') + (B - B') \\ I_{ab} (N) &= \alpha (N) \cdot (b' - a') + (B - B') \end{aligned}$$

The above relation is expressed as:

$$I_{ab} (N) - I_{ab} (N-1) = \{\alpha (N) - \alpha (N-1)\}(b' - a')$$

Then, $\alpha (N-1)$, $\alpha (N)$ are expressed as:

$$\begin{aligned} \alpha (N) &= \varepsilon_{Hb} I \cdot C_{Hb} (N) + \varepsilon_{HbO_2} I \cdot C_{HbO_2} (N) \\ \alpha (N) - \alpha (N-1) &= \varepsilon_{Hb} I \cdot \{C_{Hb} (N) - C_{Hb} (N-1)\} + \varepsilon_{HbO_2} I \cdot \{C_{HbO_2} (N) \\ &\quad - C_{HbO_2} (N-1)\} \\ &= \varepsilon_{Hb} I \cdot \Delta C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2} I \cdot \Delta C_{HbO_2} \end{aligned}$$

Consequently, the following relation is obtained:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{Hb} I \cdot \Delta C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2} I \cdot \Delta C_{HbO_2} \\ = \{I_{ab} (N) - I_{ab} (N-1)\} / (b' - a') \quad \dots (4A) \end{aligned}$$

Similarly, the light component 2 emitted from the light emitting diode 20B is

expressed as:

$$\begin{aligned} & \varepsilon_{\text{Hb}} J \cdot \Delta C_{\text{Hb}} + \varepsilon_{\text{HbO}_2} J \cdot \Delta C_{\text{HbO}_2} \\ & = \{J_{\text{ab}}(N) - J_{\text{ab}}(N-1)\} / (b' - a') \end{aligned} \quad \dots (4B)$$

Based on formulas (4A), (4B), the values ΔC_{Hb} , C_{HbO_2} , namely, respective variations of concentration of Hb, HbO₂ are calculated.

Providing three or more metering points (light receiving sections) and expressing I_{ab} , J_{ab} as a regression line obtained by plotting out logarithms enables to improve measurement accuracy. Further, providing three or more light components in spectra of different wavelengths enables to improve measurement precision since the number of formulas corresponding to formulas (4A), (4B) increases.

In the above embodiment, the light emitting diodes 20A, 20B respectively emit light components in spectra of wavelengths 670nm, 830nm. This is preferable because, as shown in Fig. 6, these wavelengths have excellent light transmittance on a tissue of a living body and it is suitable to select a wavelength ranging from 600 to 1300nm considering the fact that this invention was invented based on the feature that oxidation-type hemoglobin (HbO₂) and reduction-type hemoglobin (Hb) have different light absorption characteristics. Particularly, as can be seen from Fig. 6, light absorptions of Hb and HbO₂ are equal in a wavelength of 805nm. The reason for selecting a wavelength of light emitted from the light emitting diodes 20A, 20B from a certain range having a wavelength of 805nm as a median is that light absorption curve is reversed with respect to Hb and HbO₂ with a wavelength of 805nm as a turning point and that the light absorption difference between Hb and HbO₂ is greater as the wavelength departs from this turning point.

In an experiment where light components in spectra of wavelengths of 670nm and 830nm were used to optically measure a bio-property of a rat, the light components are reflected and diffused on the tissue of the rat with the result that overall lengths of optical paths of respective light components are longer than the distances a , b respectively set for the first and second light receiving sections 22, 24. Although the substantial travelling distances a' , b' of the light components are three to four times as long as the distances a , b , respectively, there could not be found a variation of distance with respect to the two light components.

The inventors of this invention conducted an experiment using a rat 44 as shown in Fig. 7 to verify that reflected light amounts calculated by

concentration conversion of Hb, HbO₂ in a change of living body in accordance with the aforementioned Lambert-Beer law.

In the experiment, the blood of the rat 44 was replaced with an artificial blood (fluorocarbon) by transfusing the artificial blood through a thigh 44A of the rat 44 by a pair of peristaltic pumps 46. By exchange transfusion, hematocrit (volumetric ratio of erythrocyte to blood) of blood changed. Thus, the reflected light amount on the living body was measured by changing concentration of hemoglobin in the tissue of the rat 44.

In the biometer of carrying out the experiment, a light emitting diode which emits light in a spectrum of wavelength of 660nm and a laser diode which emits light in a spectrum of wavelength of 830nm were used as a light source. Linear distances from the light source to respective light receiving sections were set as 3.5mm, 5.5mm, 7.5mm, 9.5mm, and 10.5mm. The measurement result in the case where hematocrit is 42% is shown in Fig. 8, and the measurement result in the case where hematocrit is 5.5% is shown in Fig. 9 in which vertical axis represents logarithm of reflected light amount, and horizontal axis represents the distance.

These graphs in Figs. 8 and 9 show that the reflected light intensities attenuate as a linear function in the case where the distance from the light source to the light receiving section is 3mm or longer. Thus, it was verified that Lambert-Beer law is established in the biometer of this invention.

Also, by transforming the graphs of Figs. 8 and 9 into the graphs shown in Figs. 10 and 11 in which the gradient of the regression line obtained by plotting out the metering points in Figs. 8 and 9 (corresponding to I_{ab} , J_{ab} in the aforementioned formulas) is set as vertical axis and hematocrit which is presumed to be proportionally changed in accordance with the concentration of hemoglobin in the tissue of the living body is set as horizontal axis, it was verified that hematocrit and coefficient (I_{ab} , J_{ab}) in Figs. 10 and 11 show a linear relation.

The measurement result in Figs. 10 and 11 was obtained when the experiment was conducted with respect to a rat different from the one used to obtain the measurement result in Figs. 8 and 9. It was verified that a linear relation is established even if different individuals or living bodies are tested.

An experiment with the use of the inventive biometer was conducted with respect to a human being. The measurement result is shown in Fig. 12 in which the vertical axis represents a gradient of a regression line obtained by plotting out metering points which are respectively set with five different

distances from the light source to the light receiving sections ranging from 3mm to 11mm and the horizontal axis represents time.

While the measurement on a human being was conducted, as shown in Fig. 13, the blood flow of the living body (human being) was temporarily suspended by a blood pressure cuff 48.

As shown in Fig. 12, deoxidation state in blood was monitored with respect to an arm of a human being.

In the embodiment, two kinds of light emitting diodes 20A, 20B are used as the light source 20. Alternatively, a laser diode or other light source may be used in place of the light emitting diode according to needs.

Further, as an altered form, as shown in Fig. 14, a beam splitter 50 may be arranged in each recess to allow light of the light emitting diodes 20A, 20B or a laser diode or the like to emerge from the beam splitter 50 along the same optical axis.

4. Brief Description of the Drawings

Fig. 1 is a perspective view showing an embodiment of a biometer according to this invention.

Fig. 2 is an enlarged sectional view taken along the line II-II in Fig. 1.

Fig. 3 is a circuit diagram showing essential part of the biometer.

Fig. 4 is a perspective view showing the biometer in an enlarged state.

Fig. 5 is a sectional view schematically showing the principle of measurement with use of the biometer of this invention.

Fig. 6 is a graph showing light absorption characteristics of oxidation-type and reduction-type hemoglobins with respect to a wavelength.

Fig. 7 is a block diagram showing how an experiment was conducted with respect to a mouse using the inventive biometer.

Figs. 8 and 9 are graphs each showing a measurement result using a mouse in the experiment.

Figs. 10 and 11 are graphs each showing a measurement result using a mouse different from the one used to obtain the experiment results shown in Figs. 8 and 9.

Fig. 12 is a graph showing a measurement result in the case where a measurement was conducted using the arm of a human being.

Fig. 13 is a perspective view showing a state how the measurement was conducted using the arm of a human being.

Fig. 14 is a sectional view similar to Fig. 2 in which a light source

different from the one used in the embodiment is used.

10 ... biometer

14 ... arm

18A to 18C ... recess

20A, 20B ... light emitting diode

22 ... first light receiving section

22A, 24A ... photodiode

24 ... second light receiving section

38 ... imaginary straight line

12 ... frame body

16 ... band member

20 ... light source unit

28 ... microcomputer

Attorneys: Keisuke MATSUYAMA

Satoshi TAKAYA

Takahiro MAKINO

⑫ 公開特許公報(A) 平4-12736

⑤ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

④ 公開 平成4年(1992)1月17日

A 61 B 5/14

3 1 0

8932-4C

審査請求 未請求 請求項の数 8 (全8頁)

⑬ 発明の名称 生体測定装置

⑭ 特 願 平2-116533

⑮ 出 願 平2(1990)5月2日

⑯ 発 明 者 山 下 豊 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
 ⑯ 発 明 者 太 田 和 義 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
 ⑯ 発 明 者 小 田 元 樹 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内
 ⑰ 出 願 人 浜松ホトニクス株式会社 静岡県浜松市市野町1126番地の1
 ⑱ 代 理 人 弁理士 松山 圭佑 外2名
 最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

生体測定装置

2. 特許請求の範囲

(1) 光源から生体に光を入射し、その反射光強度から、生体内酸素消費等、代謝の変化を測定する生体測定装置において、前記反射光の測定部を、前記光源からの距離の異なる2点以上に設けると共に、前記測定部における反射光強度の、光入射位置からの距離に対する減衰を、指数関数とみなし、その指数部の変化量を演算する演算装置を設けたことを特徴とする生体測定装置。

(2) 請求項1において、前記測定部の前記光源からの距離を、減衰が指数関数とみなし得る距離としたことを特徴とする生体測定装置。

(3) 請求項1又は2において、前記生体への光入射点、及び複数の測定部は、同一仮想直線上に配置されたことを特徴とする生体測定装置。

(4) 請求項1、2又は3において、前記光源及び複数の測定部は、同一筐体の同一面に形成され

た窓に配置されたことを特徴とする生体測定装置。

(5) 請求項4において、前記筐体は、取付具により生体に装着可能とされたことを特徴とする生体測定装置。

(6) 請求項1乃至5のうちいずれかにおいて、前記光源は、2種類以上の波長の光を選択的に発生し、且つ、生体の1点に入射するように構成されたことを特徴とする生体測定装置。

(7) 請求項6において、前記光源は、その発生光の波長が600～1300nmの範囲となるようにされたことを特徴とする生体測定装置。

(8) 請求項7において、前記光源光の波長は、805nmを閾にして選択されたことを特徴とする生体測定装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

この発明は、生体組織に光を入射し、その反射光強度から該生体組織内の酸素消費等、代謝を検出する生体測定装置に関する。

〔従来の技術〕

生体中の各部分には血液中のヘモグロビンによって酸素が供給される。ヘモグロビンで酸素を持っている酸化型(HbO_2)と酸素を持っていない還元型(Hb)では光の吸収特性が違ふ。これを利用して、生体の各部分組織の中にある Hb 、 HbO_2 の量の変化をモニターして、生体組織内の酸素消費等、代謝をモニターする装置がある。

従来、この種の反射型生体測定装置としては、生体組織の表面に光を入射する第1のタイプの反射型オキシメータと、血管内に探針を入れて、ここに光を入射させる第2のタイプの反射型オキシメータ等がある。

〔発明が解決しようとする課題〕

前者の、生体組織表面に光を入射する反射型オキシメータは、生体組織表面の一点に5種類の異なる波長の光を入射し、その相対反射光強度を、経験的実験データと比較して、ヘマトクリット値と SO_2 値(血液酸素飽和度)を算出するようにしているが、装置が複雑且つ大型となり、更に測定部位の動き、光源及び検出器と測定部位との接

触状態による誤差が生じやすいという問題点がある。

又、生体の測定部位の差による誤差、更には生体組織、例えば皮膚の色等による誤差が生じやすいという問題点がある。

又、前記血管内に探針を入れる第2のタイプの反射型オキシメータは、侵襲的な方法であり、且つ、得られる情報が生体組織内の情報ではなく、静脈、動脈中の情報であるので、運動時や局所的な酸素消費のデータを得ることができないという問題点がある。

この発明は上記従来の問題点に鑑みてなされたものであって、小型軽便で携帯性良く、且つ、測定部位の動き、あるいは、光源及び検出器と測定部位の接触状態による誤差、生体組織の部位、色による誤差を低減させることができると共に、侵襲的でなく、且つ運動時や局所的な酸素消費のデータを得ることができる生体測定装置を提供することを目的とする。

〔課題を解決するための手段〕

この発明は、光源から生体に光を入射し、その反射光強度から、生体内酸素消費等、代謝の変化を測定する生体測定装置において、前記反射光の測定部を、前記光源からの距離の異なる2点以上に設けると共に、前記測定部における反射光強度の、光入射位置からの距離に対する減衰を、指数関数とみなし、その指数部の変化量を演算する演算装置を設けることにより上記目的を達成するものである。

又、前記測定部の前記光源からの距離を減衰が指数関数とみなし得る距離とすることにより上記目的を達成するものである。

更に、前記生体への光入射点、及び複数の測定部を、同一仮想直線上に配置することにより上記目的を達成するものである。

又、前記光源及び複数の測定部を、同一筐体の同一面に形成された窓に配置することにより上記目的を達成するものである。

更に前記筐体を取付具により生体に装着可能とすることにより上記目的を達成するものである。

更に又、前記光源を、2種類以上の波長の光を選択的に発生し、且つ、生体の一点に入射するよう構成することにより上記目的を達成するものである。

又、前記光源を、その発生光の波長が600~1300nmの範囲となるようにして上記目的を達成するものである。

又、前記光源光の波長を805nmを間にして選択することにより上記目的を達成するものである。

〔作用〕

この発明においては、生体に入射した光の反射光を測定する測定部を、光源からの距離の異なる2点以上に設け、測定部における反射光強度の、光入射位置からの距離に対する減衰を指数関数とみなして、その指数部の変化量を演算するようにしているので、測定部位の動き、光源及び検出器の、測定部位への接触状態による誤差、を低減させることができる。又、異なる波長の2種類以上の光を、選択的に生体へ入射して測定するので、生体の部分差、例えば、皮膚の色の差等による誤

差を防止できる。更に、測定部は最低2点設ければ良いので、装置を簡単且つ、小型化することができる。

【実施例】

以下、本発明の実施例を詳細に説明する。

この実施例に係る生体測定装置10は、第1図に示されるように、主要構成部分が収納される筐体12と、この筐体12の生体組織、例えば人間の腕14に装着させるためのバンド16を備えている。

前記筐体12の、腕14側の面には、各々独立した凹所18A～18Cが形成され、これら凹所18A～18Cには、各々、光源20、第1受光部22及び第2受光部24が配置されている。

前記光源20は、異なる波長の光を発生する2個の発光ダイオード20A、20Bと、これら発光ダイオード20A、20Bの発光面側に配置されたボールレンズ20Cとから形成されている。

又、第3図に示されるように、前記第1受光部22及び第2受光部24は、共に受光した光を光

2受光部24は、第4図に示されるように、同一仮想直線38上に配置されている。

又、筐体12における凹所18A～18Cの周囲には、接着テープ40が設けられ、生体表面に、筐体12の光源、受光部側の面が密着できるようにされている。

第4図の符号42は、前記テレメータ34からの出力を受信する受信機42Aと、その内容を表示するためのディスプレイ42Bからなるリモートディスプレイ装置を示す。

ここで、前記光源20を構成する発光ダイオード20A、20Bは、この実施例においては、それぞれ波長677nm及び830nmの光を発生するように選択されている。

又、前記光源20と第1受光部22の直線距離aは、3mm以上となるようにされている。

前記マイコン28は、詳細は後述するが、ドライバー30を介して、光源20の発光ダイオード20A、20Bを交互に発光させ、このときの第1受光部22及び第2受光部24における各反射

電変換フォトダイオード22A、24A及びこれらの出力を増幅するアンプ22B、24Bとから構成されている。

前記凹所18A～18Cは、透明樹脂26で覆われ、該透明樹脂26の外側面26Aが筐体12の外側面で、且つ生体の表面に接触する窓を構成している。

更に、前記筐体12内には、マイコン28と、このマイコン28により制御され、前記光源20における発光ダイオード20A、20Bを点滅させるドライバー30と、アンプ22B、24Bの出力をA/D変換してマイコン28に出力するA/D変換器32A、32Bと、マイコン28による演算結果を出力するテレメータ34とが、IC化されて内蔵されている。

又、前記筐体12の、凹所18A～18Cと反対側の正面には、マイコン28による演算結果を表示するための液晶ディスプレイ36が設けられている。

ここで、前記光源20、第1受光部22及び第

光強度の、光入射位置、即ち光源20からの距離に対して減衰を指数関数とみなし、その指数部の変化量を演算するように構成されている。

次に上記実施例装置の作用について説明する。

まず、測定の原理について説明する。

第5図に示されるように、発光ダイオード20A、20Bからの2波長の光の生体の1点への入射光量を I_a 、 I_b 、第1、第2受光部22、24に受光される反射光量を距離aにおいては I_a 、 I_b 、距離b ($a < b$)においては I_a' 、 I_b' 、 a' 、 b' を光の実質的な光路長とする。

反射光量の距離に対する減衰がLambert-Beer則に従って指数関数的に減衰すると考える。

波長1では、

$$\begin{aligned} I_a &= I_0 \exp(-\alpha a' - B) \dots (1A) \\ I_b &= I_0 \exp(-\alpha b' - B') \dots (1B) \end{aligned}$$

波長2では、

$$\begin{aligned} J_a &= J_0 \exp(-\beta a' - B) \dots (2A) \\ J_b &= J_0 \exp(-\beta b' - B') \dots (2B) \end{aligned}$$

ここで、B、B'は、Hb、HbO₂の吸収以外

の成分、 α 、 β は、 Hb 、 HbO_2 による吸光度である。

$$\alpha = \epsilon_{Hb} I \quad C_{Hb} \\ + \epsilon_{HbO_2} I \quad C_{HbO_2}$$

$$\beta = \epsilon_{Hb} J \quad C_{Hb} \\ + \epsilon_{HbO_2} J \quad C_{HbO_2} \quad \text{となる。こ}$$

こで、 C_{HbO_2} 、 C_{Hb} は、 Hb 、 HbO_2 の生体組織内の濃度、 $\epsilon_{Hb} I$ 、 $\epsilon_{HbO_2} I$ は、波長1に対する Hb 、 HbO_2 の吸光度、 $\epsilon_{Hb} J$ 、 $\epsilon_{HbO_2} J$ は、波長2に対する Hb 、 HbO_2 の吸光度である。

波長1に対して、(1A)、(1B)式より

$$\log(I_a/I_o) = -\alpha a' - B$$

$$\log(I_b/I_o) = -\alpha b' - B'$$

上式より

$$\log(I_a/I_b)$$

$$= \alpha(b' - a') + (B' - B) \quad \text{となり、}$$

反射光量の減衰を $\log(I_a/I_b) = I_{ab}$ と
おくと

$$\begin{aligned} & \epsilon_{Hb} I \cdot \Delta C_{Hb} \\ & + \epsilon_{HbO_2} I \cdot \Delta C_{HbO_2} \\ & = (I_{ab}(N) - I_{ab}(N-1)) / \\ & (b' - a') \quad \dots (4A) \end{aligned}$$

波長2でも同様に

$$\begin{aligned} & \epsilon_{Hb} J \cdot \Delta C_{Hb} \\ & + \epsilon_{HbO_2} J \cdot \Delta C_{HbO_2} \\ & = (J_{ab}(N) - J_{ab}(N-1)) / \\ & (b' - a') \quad \dots (4B) \end{aligned}$$

(4A)、(4B)の式より ΔC_{Hb} 、 C_{HbO_2} の値、即ち Hb 、 HbO_2 の濃度の変化が求められる。

更に、測定点(受光部)を3点以上とすることによって、 I_{ab} 、 J_{ab} を対数上の直線回帰として求めれば測定精度の向上となり、3波長以上としても(4A)、(4B)に式相当する式が増え精度の向上となる。

ここで、上記実施例において、光線20における発光ダイオード20A、20Bの発光波長は、670nm、830nmとされているが、これは、第

$$I_{ab} = \alpha(b' - a') + (B - B')$$

... (3)

(3)式を前回の計測と比較して、

$$I_{ab}(N-1) =$$

$$\alpha(N-1) \cdot (b' - a') + (B - B')$$

$$I_{ab}(N) =$$

$$\alpha(N) \cdot (b' - a') + (B - B')$$

上式より

$$I_{ab}(N) - I_{ab}(N-1) =$$

$$(\alpha(N) - \alpha(N-1)) (b' - a')$$

$\alpha(N-1)$ 、 $\alpha(N)$ を置き直して、

$$\alpha(N) = \epsilon_{Hb} I \cdot C_{Hb}(N)$$

$$+ \epsilon_{HbO_2} I \cdot C_{HbO_2}(N)$$

$$\alpha(N) - \alpha(N-1) = \epsilon_{Hb} I \cdot$$

$$(C_{Hb}(N) - C_{Hb}(N-1))$$

$$+ \epsilon_{HbO_2} I \cdot (C_{HbO_2}(N) -$$

$$C_{HbO_2}(N-1))$$

$$= \epsilon_{Hb} I \cdot \Delta C_{Hb}$$

$$+ \epsilon_{HbO_2} I \cdot \Delta C_{HbO_2}$$

よって、

6図に示されるように、この波長光が、生体組織の光透過性が良く、且つ酸化型ヘモグロビン(HbO_2)と還元型ヘモグロビン(Hb)の吸光特性が異なるという条件のもとで、600~1300nmの範囲が適当だからである。特に、第6図からわかるように、805nmの波長では、 Hb と HbO_2 の吸光度が等しくなる。前述の如く、発光ダイオード20A、20Bの発光波長を、この805nmを間にして選択したのは、この波長を境に、 Hb 、 HbO_2 の吸光度変化が逆転し、その差が大きくなるためである。

上記発光波長670nm及び830nmの場合、ラットによる測定実験では、光線20と、これに対する第1受光部22及び第2受光部24との直線距離 a 、 b に対して、光が反射して生体組織中を通った道程は散乱のため長くなっているが、直線距離 a 、 b に対して実質的な光の走行距離 a' 、 b' が、3~4倍となっていて、且つ2つの波長光での相違が見出されなかった。

前述のLambert-Beer則と生体内部の Hb 、

H₂O₂の濃度変換による反射光量の変化との関係を確証するために、本発明者は、第7図に示されるようにラット44で実験を行った。

この実験は、一対のペリスタポンプ46によりラット44の血液を、大腸部44Aから人口血液（フルオロカーボン）に置換することによって、血液のヘマトクリット（赤血球容積比）を変化させ、ラット44の生体組織内のヘモグロビンの濃度を変えて、反射光量を計測したものである。

光源は、波長660nm光を出力する発光ダイオードと、波長830nm光を出力するレーザーダイオードとし、光源から受光部までの直線距離を3.5、5.5、7.5、9.5及び10.5mmとした。計測結果は、縦軸に反射光量のlog、横軸に距離を取って、ヘマトクリット42%の場合を第8図に、ヘマトクリット5.5%の場合を第9図にそれぞれに示す。

これらの図から、光源から受光部が3mm以上離れていれば、反射光の減衰が直線となり、Lambert-Beer則が成立つことが確認された。

2種類の発光ダイオード20A、20Bが用いられているが、これはレーザーダイオードあるいは他の光源によって適宜置換えてもよい。

又、第14図に示されるように、凹所18A毎にビームスプリッタ50を配置して、2つの発光ダイオード20A、20B又はレーザーダイオード等による出射光線を同一光軸上となるようにしてもよい。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明に係る生体測定装置の実施例を示す斜視図、第2図は、第1図のII-II線に沿う拡大断面図、第3図は、同実施例装置の要部を示す回路図、第4図は、同実施例装置を拡大して示す斜視図、第5図は、本発明による測定原理を示す略断面図、第6図は、酸化型及び還元型ヘモグロビンにおける吸光度と光の波長との関係を示す線図、第7図は、本発明装置によりマウスで測定を行った状態を示すブロック図、第8図及び第9図は、同マウスの計測実験の結果を示す線図、第10図及び第11図は、前記第8図及び第9図

又、第8図及び第9図の測定点の回帰直線の傾き（前述の式中の I_{a0} 、 J_{a0} に相当する）を縦軸にして、生体組織中のヘモグロビン濃度按比例すると考えられるヘマトクリット値を横軸にすると第10図及び第11図のように、直線関係となることが確認された。

なお、この第10図及び第11図は、前記第8図及び第9図の場合と異なるラットについて計測したものであり、固体が異なっても直線関係が見出されることが確認された。

又、人間での測定実験は、光源から受光部までの距離が3～11mmの5点で測定した値を、前述のように直線回帰してその傾きを縦軸に、且つ横軸に時間経過を取ると第12図のようになった。

この場合、第13図に示されるように、測定中に、血圧測定用のカフ（CUFF）48で、血流を止めて測定した。

第12図に示すように、人の腕においても、血液の脱酸素化が計測された。

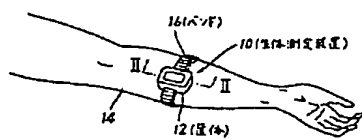
なお、上記実施例においては、光源20として

の Maus と異なる固体で計測実験を行った場合の結果を示す線図、第12図¹²人間の腕で計測実験を行った場合の結果を示す線図、第13図は、人間の腕で計測実験を行う状態を示す斜視図、第14図は、本発明装置の光源が異なる場合の実施例を示す第2図と同様の断面図である。

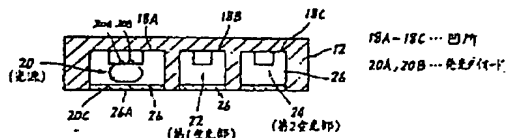
- | | |
|-------------------|----------|
| 10…生体測定装置、 | 12…固体、 |
| 14…腕、 | 16…バンド、 |
| 18A～18C…凹所、 | 20…光源、 |
| 20A、20B…発光ダイオード、 | |
| 22…第1受光部、 | |
| 22A、24A…フォトダイオード、 | |
| 24…第2受光部、 | 28…マイコン、 |
| 38…仮想直線。 | |

代理人 松 山 圭 佑
高 矢 諭
牧 野 剛 博

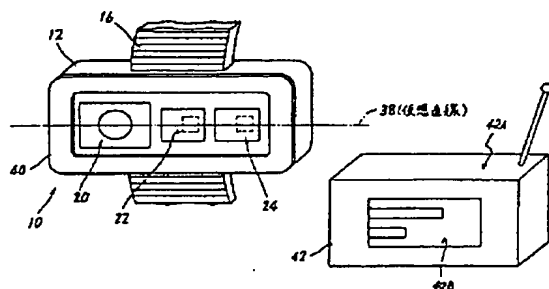
第 1 図



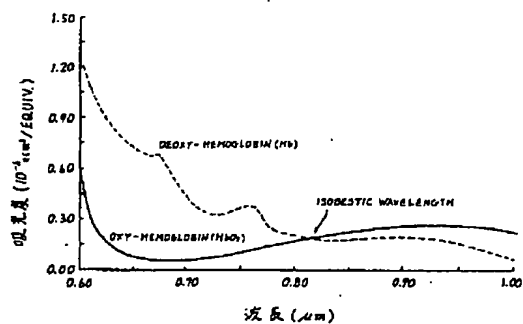
第 2 図



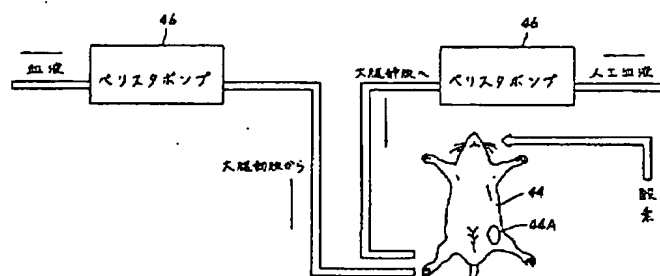
第 4 図



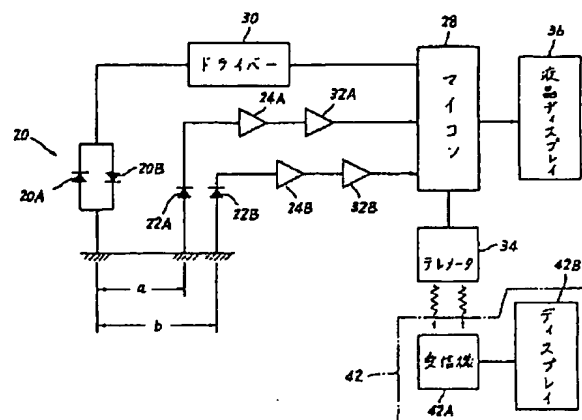
第 6 図



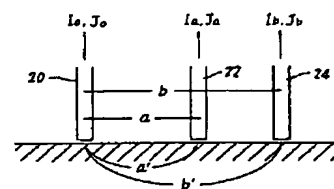
第 7 図



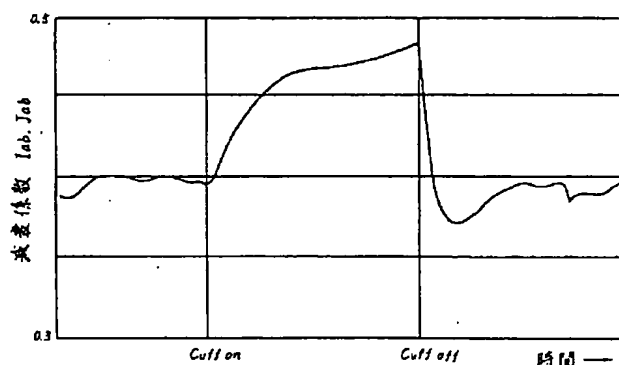
第 3 図



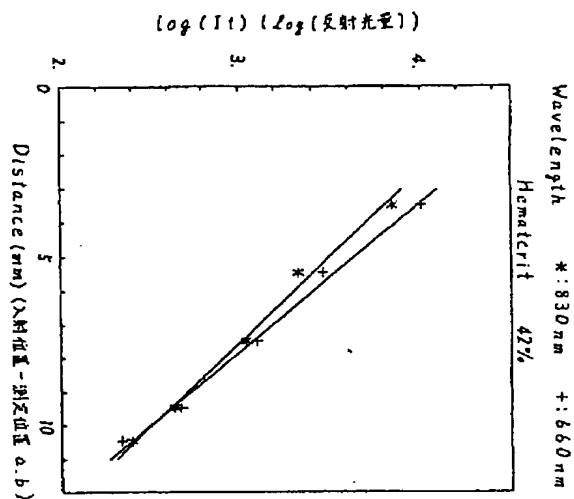
第 5 図



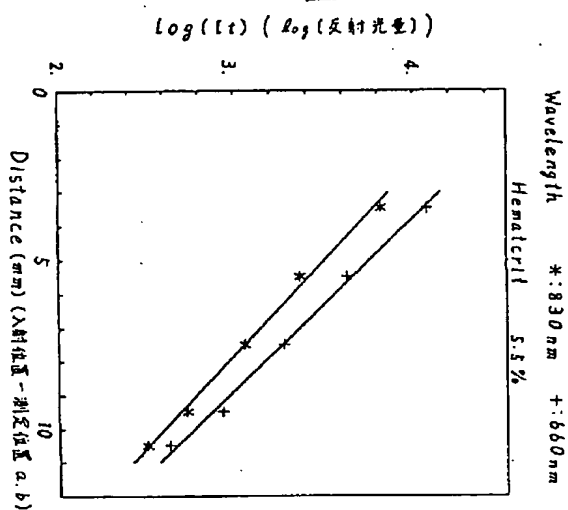
第 12 図



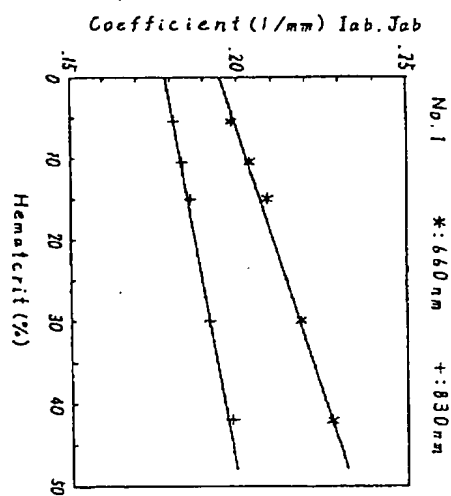
第 8 図



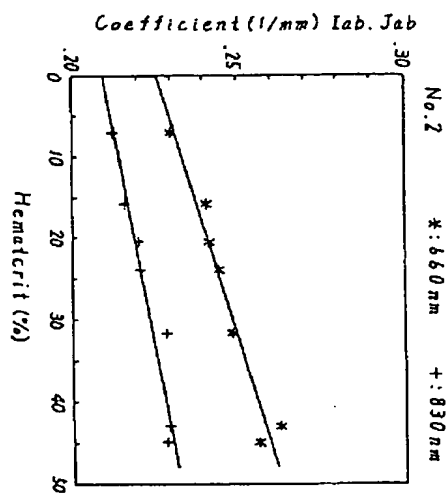
第 9 図



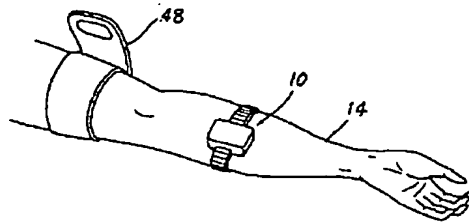
第 10 図



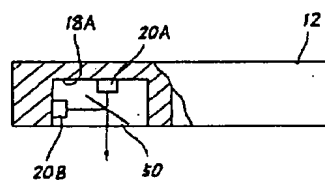
第 11 図



第13図



第14図



第1頁の続き

⑦発明者	伊藤	利昭	静岡県浜松市市野町1126番地の1	浜松ホトニクス株式会 社内
⑧発明者	京増	幹雄	静岡県浜松市市野町1126番地の1	浜松ホトニクス株式会 社内